

**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung  
einer Patentanmeldung**

**Aktenzeichen:** 102 40 062.8

**Anmeldetag:** 30. August 2002

**Anmelder/Inhaber:** Philips Corporate Intellectual Property GmbH,  
Hamburg/DE

**Bezeichnung:** Detektoranordnung

**IPC:** H 01 L, G 01 T

**PRIORITY DOCUMENT**  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH  
RULE 17.1(a) OR (b)

**Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.**

München, den 8. April 2003  
Deutsches Patent- und Markenamt  
Der Präsident  
Im Auftrag

Ebert

**Best Available Copy**

BESCHREIBUNG

## Detektoranordnung

Die Erfindung betrifft eine Detektoranordnung zur Konversion von elektromagnetischer Strahlung in elektrische Signale, die sensitive Bereiche aufweist

- 5 Detektoranordnungen die elektromagnetische Strahlung in elektrische Signale konvertieren kommen in vielfältigen Anwendungen vor, etwa bei CCD-Kameras oder Röntgendetektoren. Da solche Detektoranordnungen oft in einem integrierten Prozess hergestellt werden, haben die sensitiven Bereiche (beispielsweise Photodioden) im
- 10 wesentlichen eine einfache geometrische Struktur, etwa eine rechteckige Form, sodass leicht Ausleseleitungen und Zuführleitungen zwischen den sensitiven Bereichen realisiert werden können. Aufgabe einer solchen Detektoranordnung ist es zumeist, mittels einer Quelle elektromagnetischer Strahlung eine Projektion eines Objektes (Objektbild) zu erzeugen, das mittels der Detektoranordnung in ein gemessenes Bild
- 15 (Datenbild) konvertiert wird. Die Detektoranordnung absorbiert die elektromagnetische Strahlung und konvertiert diese direkt oder indirekt in elektrische Signale (typischerweise Ladungs-, Strom- und/oder Spannungssignale). Durch die sensitiven Bereiche wird eine örtliche Abtastung des Objektbildes generiert. Letztlich wird auf einem Darstellungsmedium, etwa einem Monitor, gegebenenfalls nach einer Nachbearbeitung
- 20 der Daten, das Datenbild präsentiert (Darstellungsbild), wobei das Darstellungsbild aus einer diskreten Anzahl von Bildpixel, typischerweise in einer Matrixstruktur von  $n \times m$  Bildpixel, wobei  $n$  und  $m$  ganze Zahlen sind, gebildet wird. Einem Bildpixel ist in der Regel ein sensitiver Bereich oder eine Gruppe von sensitiven Bereichen zugeordnet, aber die Darstellungsbildmatrix kann auch durch Interpolation der Datenbildwerte
- 25 berechnet werden. So kann beispielsweise aus einer Matrix hexagonal angeordneter Detektorelemente die Matrix der rechteckig angeordneten Bildpixel berechnet werden.

Insbesondere sind solche Detektoranordnungen bei der medizinischen Bildgebung mit Röntgenstrahlen von Bedeutung. Besteht eine solche Detektoranordnung aus einer

Szintillatorschicht und darunter liegenden Photodioden, dann wird auftreffende Röntgenstrahlung von der Szintillatorschicht in optische Lichtquanten konvertiert, die Photodioden, die hierbei die sensitiven Bereiche bilden, absorbieren die Lichtquanten und es werden Ladungsträger erzeugt. Da der Konversionsprozess von Röntgenstrahlung in Lichtquanten in einer Szintillatorschicht ein Prozess ist, bei dem die erzeugten Lichtquanten vom Ort ihrer Erzeugung isotrop abgestrahlt werden, kann einer Photodiode nicht eindeutig ein Teil der Oberfläche der Szintillatorschicht zugeordnet werden. Dies führt dazu, dass die Objektfunktion einer scharfen Kante nicht durch eine scharfe „Treppenstruktur“ in den Bildpixel des Darstellungsbildes wiedergegeben wird, sondern durch eine „weiche“ Kantenstruktur, wobei die „Weichheit“ der Kante, also die Breite der Kante, von der Größe der sensitiven Bereiche und von der Dicke und Art des Szintillationsmaterials (etwa chemische Zusammensetzung, spezifische Dichte, Strukturierung) und weiteren Größen abhängig ist. Man beschreibt diese Aufweichung (oder Tiefpassfilterung) einer Objektfunktion durch den Detektor auch mittels der Modulations-Transfer-Funktion (MTF) des Detektors (hierbei seien elektronische Effekte vernachlässigt). Die „Aufweichung“ führt also dazu, dass hohe Frequenzen in der Objektfunktion reduziert werden.

Bei einer räumlich diskreten Abtastung der Objektfunktion ist die durch die endlich Ausdehnung der sensitiven Flächen der Photodioden gegebene Modulations-Transfer-Funktion stark in der Wiedergabe hoher Frequenzen eingeschränkt. Wird durch eine solche Photodiodenanordnung die Objektfunktion einer scharfen Kante abgetastet, dann führen die hohen Objektfunktionsfrequenzen zu störenden Aliasing-Effekten. Durch eine Szintillatorschicht werden Aliasing-Effekte durch die „Aufweichung“ der auftreffenden Objektfunktion, das heißt durch die Unterdrückung der hohen Frequenzen, deutlich verringert. Die durch den Szintillator verursachte Tiefpassfilterung der auftreffenden Objektfunktion, die vor der diskreten Abtastung durch die endlich großen Photodioden passiert, nennt man auch Pre-Sampling-Filterung.

Weist die Detektoranordnung keine Szintillatorschicht auf, die die hohen Frequenzen der Objektfunktion bereits vor den sensitiven Flächen der Detektorelemente

unterdrückt, dann treten störende Aliasing-Effekte auf. Ein Beispiel ist hier ein Röntgendetektor aus direkt konvertierendem Material, der eine unstrukturierte Top-Elektrode auf der Röntgenseite besitzt und einzelne Elektroden, die in diesem Beispiel die sensitiven Bereiche bilden, auf der Unterseite des direkt konvertierenden Materials.

5 Ankommende Röntgenstrahlung wird von dem direkt konvertierenden Material absorbiert und in Ladungsträger umgewandelt. Die Ladungsträger werden mittels eines starken elektrischen Feldes zwischen Top-Elektrode und Einzel-Elektroden beschleunigt und in ein elektronisches Stromsignal umgewandelt. Das starke elektrische Feld zwischen der Top-Elektrode und den Einzel-Elektroden sorgt dafür,

10 dass nur wenig Übersprechen zwischen den Detektorelementen auftritt. Hierbei kommt es also im wesentlichen zu keiner die Abbildungseigenschaften begünstigenden Pre-Sampling-Filterung.

Es ist Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Detektoranordnung zur Konversion  
15 von elektromagnetischer Strahlung in elektrische Signale derart zu verbessern, dass Aliasing-Effekte reduziert werden.

Die Aufgabe wird gelöst durch eine Detektoranordnung zur Konversion elektro-  
magnetischer Strahlung in elektrische Signale, die sensitive Bereiche, die jeweils zu  
20 einem der elektrischen Signale korrespondieren, aufweist, und es mindestens zwei der sensitiven Bereiche gibt, die ineinander greifen.

Dies ist besonders vorteilhaft bei Detektoranordnungen die keine Pre-Sampling-  
Filterung aufweisen, bei denen die sensitiven Bereiche also im wesentlichen die  
25 Abtastung der Objektfunktion definieren. Greifen die sensitiven Bereiche aber ineinander, dann gibt es Teile eines sensitiven Bereiches, die nicht nur an Teilen eines anderen sensitiven Bereiches anliegen, sondern diese ganz oder teilweise umgreifen oder von diesem umgriffen werden, oder gibt es Teile sensitiver Bereiche, die gänzlich von Teilen eines anderen sensitiven Bereiches umhüllt werden. Dieses Ineinander-  
30 greifen führt zu einer weniger scharfen Begrenzung der Abtastung und damit zu einer Reduktion der Aliasing-Effekte.

Nach Anspruch 2 ist eine besonders vorteilhafte Ausgestaltung der Erfindung gegeben, wenn das Ineinandergreifen der sensitiven Bereiche mittels Verzahnung (zusammenhängendes Ineinandergreifen) oder Verschachtelung (unzusammenhängendes Ineinandergreifen) realisiert ist.

5

Die sensitiven Bereiche werden nach Anspruch 3 in ihren Abtasteigenschaften der Objektfunktion durch jeweils zugeordnete sensitiven Flächen definiert, und diese sensitiven Flächen greifen ineinander.

- 10    Sensitive Bereiche, die entweder auf elektromagnetische Strahlung oder auf die Konversionsprodukte einer zur Detektoranordnung gehörenden Konversionsschicht sensitiv sind, werden vorteilhaft durch Photodioden oder Elektroden realisiert, wie es in Anspruch 4 beschrieben ist. In diesen Fällen sind es die Oberflächen der sensitiven Bereiche, die die Abtasteigenschaften der sensitiven Bereiche definieren.

15

- In Anspruch 5 wird die vorteilhafte Ausgestaltung der Erfindung mit sensitiven Bereichen gleicher Größe aufgeführt. Dies führt zu einer Homogenisierung der Detektor-Eigenschaften (beispielsweise Signalhöhe, Dunkelstrom etc.). Es ist weiterhin auch von Vorteil, wenn die Form der sensitiven Bereiche sich ändert, denn so lassen
- 20    sich Moiré-artige Effekte vermeiden (Anspruch 6).

Die Erfindung betrifft auch ein Röntgengerät, insbesondere ein bildgebendes Röntgengerät, in dem die erfindungsgemäße Detektoranordnung verwendet wird.

- 25    Die Erfindung betrifft weiterhin ein Verfahren zur Detektierung von elektromagnetischer Strahlung.

Die Erfindung wird im folgenden durch mehrere Ausführungsbeispiele und anhand von Figuren detailliert beschrieben. Es zeigen

30

- Fig. 1 schematisch eine Anordnung von den sensitiven Bereichen zugeordneten Flächen, wie sie dem Stand der Technik entsprechen,
- Fig. 2 schematisch eine Anordnung von sensitiven Flächen, die ineinander verzahnt sind,
- 5 Fig. 3 schematisch eine Anordnung von vier sensitiven Flächen, die eine vielfältige Verzahnung mittlerer Verzahnungstiefe aufweisen,
- Fig. 4 schematisch eine Anordnung von vier sensitiven Flächen, die eine vielfältige Verzahnung von größerer Verzahnungstiefe aufweisen,
- Fig. 5 schematisch eine Anordnung von vier sensitiven Flächen, die eine
- 10 Verzahnung mit spitzen Verzahnungselementen aufweisen,
- Fig. 6 schematisch eine Anordnung von vier sensitiven Flächen, die eine Verzahnung aufweisen, die nicht regelmäßig ist, sondern Abweichungen aufweist,
- Fig. 7 schematisch eine Anordnung von neun sensitiven Flächen, deren
- 15 sensitive Flächen verschachtelt sind,
- Fig. 8 schematisch eine Anordnung von neun sensitiven Flächen, die ineinander greifen,
- Fig. 9 ein Röntgengerät, in dem eine erfindungsgemäße Detektoranordnung verwendet wird, und
- 20 Fig. 10 den prinzipiellen Aufbau eines direkt konvertierenden Detektors in einem Querschnitt.

Fig. 1 zeigt eine 2 x 2 Anordnung von vier flächigen sensitiven Bereichen P1, P2, die schraffiert dargestellt sind, wie sie etwa von einem flachen Röntgendetektor bekannt ist

25 (siehe etwa die U.S. Patentschrift US 6,021,173 A), bei dem die sensitiven Bereiche durch Photodioden realisiert sind. Die den sensitiven Bereichen zugeordneten Flächen P1, P2 sind die sensitiven Flächen genannt. Eine solche Anordnung kann Teil einer größeren Matrix sein. Die sensitiven Flächen werden in diesem Fall durch Photodioden gebildet. Auch wenn der Detektierungsprozess in der Photodiode sich durch eine

30 gewisse Absorptionstiefe auszeichnet, werden die Abtasteigenschaften durch die sensitive Fläche der Photodioden definiert.

- Zu jeder Photodiode gehört bei dem Beispiel des flachen Röntgendetektors ein Schalttransistor, der beim Auslesevorgang die auf der Kapazität der Photodiode gespeicherte Ladung weiterleitet. Dieser Schalttransistor ist jeweils im der Photodiode zugeordneten freien (nicht sensitiven) Bereich S1, S2 realisiert. Daneben gibt es noch (nicht gezeichnete) Ausleseleitungen und Bias-Spannungs-Leitungen, die zwischen den Photodioden angeordnet sind. Wegen den zwischen den Photodioden verlaufenden Leitungen ist es schwer, räumlich getrennte Bereiche anzugeben, die eindeutig einem Detektorelement zuzuordnen sind, da etwa die Zeilentreiber-Leitungen zu vielen Detektorelementen gleichzeitig gehören. Daher ist die mit dicken Linien gezeichnete Unterteilung in rechteckige Bereiche C1, C2 nicht zwingend als physikalische Unterteilung in Detektorelemente zu verstehen. Die Unterteilung zeigt allerdings, dass die Detektorfläche derart in konvexe (hier: rechteckige) Elemente unterteilt werden kann, dass jeder konvexe Bereich C1, C2 die gesamte sensitive Fläche eines Detektorelementes umhüllt. Die Bezeichnung Detektorelement soll hier beibehalten werden für die Kombination aus sensitivem Bereich und dazugehöriger Elektronik. Eine ebenfalls in ihren Elementen konvexe Unterteilung lässt sich auch für Detektoren finden, deren Detektorlinien oder -spalten zueinander verschoben sind oder für eine hexagonale Detektorelement-Anordnung. Hierbei sei erwähnt, dass die in den Figuren dargestellten sensitiven Flächen sich auch auf einer im Raum gekrümmten Detektorfläche befinden können, wie es z.B. bei Detektoranordnungen für Computertomographen der Fall ist, die um den Fokus der Strahlungsquelle als Zentrum auf einem Zylindermantelsegment angeordnet sind. Auch Krümmung in beiden Dimensionen (etwa ein Kugelflächensegment) ist erlaubt.
- Beim Auslesen eines solchen Detektors wird von jedem Detektorelement ein elektrisches Signal ausgelesen (etwa aus einer Sample&Hold-Stufe). Die elektrischen Signale korrespondieren je zu einer sensitiven Fläche. Damit ergibt sich ein zweidimensionales Datenbild, das dem durch die Detektor-MTF gefilterten Objektbild entspricht.

In einem auf optisch gekapselten (z.B. mittels Reflektoren voneinander getrennten) Szintillatorkristallen basierenden Detektor dienen die Szintillatorkristalle nicht zur Pre-Sampling-Filterung wie dies bei einem unstrukturierten Szintillator der Fall ist. In diesem Fall ist eine Pre-Sampling-Filterung auch durch Ineinandergreifen der optisch voneinander gekapselten Szintillatorkristalle realisierbar. Die sensitiven Bereiche werden dann von den Szintillatorkristallen gebildet und das Ineinandergreifen ist dreidimensional realisierbar.

In Fig. 2 ist eine Anordnung von vier sensitiven Flächen von Detektorelementen in einer 2 x 2 Anordnung dargestellt. Schraffiert sind die sensitiven Flächen D1, D2, D3, D4 der einzelnen Detektorelemente gezeichnet. Hierbei ist die gesamte sensitive Fläche des vierten (rechts unten liegenden) Detektorelementes in vier einzelne sensitive Teilflächen D4.1, D4.2, D4.3, D4.4 unterteilt, die z.B. aus herstellungstechnischen Gründen auf der Oberfläche voneinander getrennt sind, in tiefer liegenden Lagen aber miteinander verbunden sind. Der sensitive Bereich des vierten Detektorelementes ist also die Gesamtheit der sensitiven Teilflächen D4.1, D4.2, D4.3, D4.4. Beim Auslesen eines solchen Detektorelementes gibt es also kein elektrisches Signal, das zu einer sensitiven Teilfläche zugeordnet ist, sondern nur ein elektrisches Signal, das der gesamten sensitiven Fläche  $D4 = D4.1 + D4.2 + D4.3 + D4.4$  zugeordnet ist. Die geometrische Form der sensitiven Flächen ist für jedes Detektorelement gleich (abgesehen von der Unterteilung in mehrere sensitive Teilflächen wie für das vierte Detektorelement eingezeichnet) und die dargestellte Anordnung kann Teil einer größeren Detektormatrix sein. Mit dicken Linien gezeichnet ist eine lückenlose Zerlegung der Detektorfläche in Umhüllungen C1, C2, C3, C4 der sensitiven Flächen D1, D2, D3, D4, bei der jede Umhüllung die gesamte sensitive Fläche eines einzigen Detektorelementes und nur die sensitive Fläche dieses Detektorelementes umschließt. Dadurch, dass die einzelnen sensitiven Flächen der verschiedenen Detektorelemente konvexe Ausbuchtungen besitzen, die jeweils in konkave Einbuchtungen der sensitiven Fläche eines benachbarten Detektorelementes eingreifen (es also zu einem Ineinandergreifen - hier: einem verzahnten Ineinandergreifen - der sensitiven Flächen von benachbarten Detektorelementen kommt), können die Umhüllungen nicht mehr rein konvex



ausgeformt sein. Eine Zerlegung in überlappungsfreie konvexe Umhüllungen wie bei Fig. 1 ist in diesem Beispiel nicht mehr möglich. Sind die hier dargestellten sensitiven Flächen etwa die Einzel-Elektroden bei einem direkt konvertierenden Detektor, dann führt die Verzahnung dazu, dass die sensitiven Flächen in den verzahnten Bereichen die  
5 Abbildung einer harten Kante auf die beiden Detektorelemente verteilen, die Abbildung also eine Tiefpassfilterung erfährt, was zu dem gewünschten Effekt der Reduktion des Aliasing führt. Die sensitiven Flächen liegen hier erneut auf einem rechteckigen Raster (durch die gestrichelten Linien angedeutet). Dies ist aber nicht einschränkend zu verstehen, sondern andere Raster, z.B. hexagonale oder nicht regelmäßige Raster sollen  
10 auch unter dem allgemeinen erfinderischen Konzept verstanden werden.

Im Gegensatz zu beispielsweise einer kapazitiven Kopplung zwischen benachbarten sensitiven Flächen führt das Ineinandergreifen dazu, dass es nur in den Verzahnungsbereichen zu einem Teilen von Signalbeiträgen kommt, wohingegen eine kapazitive  
15 Kopplung die Signale von der gesamten sensitiven Fläche benachbarter Detektorelemente miteinander mischt. Letzteres entspricht einer Filterung nach der Abtastung mit der durch die sensitive Flächen gegebenen Abtastfunktion des Objektbildes, wodurch Aliasing-Effekte nicht reduziert werden können.

20 Fig. 3 und Fig. 4 zeigen weitere Beispiele von unterschiedlichen Verzahnungen von benachbarten sensitiven Flächen. Hierbei sind nur noch die den sensitiven Flächen folgenden Umhüllungen gezeigt. Dabei ist zu verstehen, dass die sensitiven Flächen den Verzahnungen der Umhüllungen folgen, wie in Fig. 2 durch die schraffiert eingezeichneten sensitiven Flächen gezeigt, d.h. einer konvexen Ausbuchtung der Umhüllung  
25 folgt auch eine konvexe Ausbuchtung der sensitiven Flächen derart, dass es bei einem Ineinandergreifen der Umhüllungen auch zu einem Ineinandergreifen der sensitiven Flächen kommt. Fig. 3 zeigt dann eine komplexer verzahnte Struktur als die in Fig. 2 dargestellte Verzahnung, und Fig. 4 zeigt eine tiefere Verzahnung als bei Fig. 3.

30 Fig. 5 zeigt Umhüllungen von miteinander verzahnten Detektorelementen, wobei die Verzahnung mittels dreieckiger Zähne ausgeführt wird. Die nicht eingezeichneten

sensitiven Flächen sollen diesen Umhüllungen wiederum folgen, sodass die sensitiven Flächen entsprechende dreieckige Zähne aufweisen. Natürlich können auch beliebige andere geometrische Formen zur Verzahnung benutzt werden, etwa Trapezförmige Zähne, dreieckige Zähne mit abgerundeten Spitzen, halbreisförmige Zähne, Verzahnungen, die einer Sinuskurve folgen etc. Auch müssen die Verzahnungen nicht immer alle gleich ausgeführt sein, sondern es können an den verschiedenen Seiten der Detektorelemente verschiedene Verzahnungsformen benutzt werden, oder die Verzahnungsgeometrie ändert sich an einer Stelle oder es gibt verschiedene Zahn-

10 geometrien nebeneinander. Auch kann die Anzahl der Zähne deutlich höher sein, als hier dargestellt, oder es kann Zähne mit Widerhaken oder Verbreiterungen (beispielsweise wie bei ineinandergreifenden Puzzleteilen) oder weiteren Seitenzähnen geben.

In Fig. 6 sind die Umhüllungen für eine weitere Verzahnungsausgestaltung gezeigt. Hierbei wird die Verzahnungsform zwischen verschiedenen benachbarten Detektorelementen geändert, das heißt, die geometrische Form der Umhüllungen ist nicht gleichbleibend, sondern ändert sich. Eine solche Änderung kann in gradueller Art erfolgen (also mit nur geringen Änderungen von Detektorelement zu Detektorelement) oder mit stärkeren Änderungen, wobei die Änderungen zufällig sein können oder einem Muster oder einer Regel folgen. Als zusätzliche Randbedingung ist denkbar, dass die Gesamtfläche der Umhüllung bzw. der von der Umhüllung eingeschlossenen sensitiven Fläche konstant bleibt. Eine solche Änderung der Verzahnungsgeometrie ist vorteilhaft für die Vermeidung von Moiré-artigen Effekten aufgrund von regelmäßigen Strukturen im Bildsignal, etwa von regelmäßigen Linienstrukturen.

25 In Fig. 7 ist eine Anordnung von neun Detektorelementen in einer 3 x 3 Anordnung dargestellt. Anstelle von Verzahnungen wird das Ineinandergreifen durch verschachtelte sensitiven Flächen erreicht. Zur Verdeutlichung sind die verschiedenen zum mittleren Detektorelement gehörigen sensitiven Flächenteile schraffiert dargestellt. Ähnlich wie bei den verzahnten Detektorelementen wird eine Abtastung im Bereich des benachbarten Detektorelementes durch Verschachtelung der sensitiven Flächen erreicht. Hierbei ist zu verstehen, dass die Verbindung zwischen den zu einem Detektorelement

- gehörigen sensitiven Flächenteile beispielsweise in tieferen Metalllagen erreicht wird. Beispielhaft ist eine solche Verbindung V1 der auf der Oberfläche nicht zusammenhängenden Flächenteile für die sensitiven Flächenteile D1.1 und D1.3 gestrichelt eingezeichnet. Die Verschachtelung wird erreicht, indem die sensitiven Flächen freie
- 5 Bereiche aufweisen, in denen sensitive Flächenteile von benachbarten Detektorelementen realisiert werden. Neben dem in diesem Beispiel großen sensitiven Flächenteil D1.1 des mittleren Detektorelementes gibt es weitere zu diesem Detektorelement gehörige sensitive Flächen D1.2, D1.3, die in korrespondierenden freien
- 10 Bereichen der sensitiven Flächen D2.1 benachbarter Detektorelemente realisiert sind. Dementsprechend gibt es in dem sensitiven Flächenteil D1.1 des mittleren Detektorelementes freie Bereiche, in denen sensitive Flächenteile D2.2 benachbarter Detektorelemente realisiert sind. Im Gegensatz zu dem Ineinandergreifen durch Verzahnung kann so auch ein Signalabgriff innerhalb des übernächsten Detektorelementes realisiert werden, indem es dort einen freien Bereich gibt, in dem ein sensitiver Flächenteil
- 15 realisiert ist, der mit dem entsprechenden übernächsten Nachbarn verbunden ist. Auch bei diesem Beispiel des Ineinandergreifens ist eine lückenlose Unterteilung der Detektorfläche in konvexe Umhüllungen, die jeweils nur die gesamten sensitiven Flächenteile eines Detektorelementes umschließen nicht möglich.
- 20 Wie bei den Verzahnungen ist auch hierbei zu verstehen, dass die Verschachtelung durch unterschiedliche geometrisch ausgeformte freie Bereiche und darin realisierte sensitive Flächen benachbarter Detektorelemente ausgeführt werden kann, wie auch die Art der Verschachtelung variieren kann etc. Weiterhin können Verzahnung und Verschachtelung auch miteinander kombiniert werden.
- 25 In Fig. 8 wird eine Verschachtelung bei einer 3 x 3 Anordnung von Detektorelementen dargestellt, bei der es keine vollständigen umschlossenen freien Bereiche in den sensitiven Flächen der Detektorelemente gibt, sondern Aussparungen, in denen sensitive Flächenteile von benachbarten Detektorelementen realisiert sind. Deutlich
- 30 gemacht ist dies für das mittlere Detektorelement, dessen sensitiven Flächenteile schraffiert dargestellt sind. Wären die freien Bereiche benachbarter sensitiver Flächen

- gegeneinander verschoben, so gäbe es jeweils eine Umhüllung der sensitiven Flächen der Detektorelemente derart, dass die Verzahnungen Widerhaken aufwiesen, das also zwei verzahnte Detektorelemente nicht mehr innerhalb der Detektorfläche auseinander gezogen werden könnten. Dies zeigt den fließenden Übergang zwischen Verzahnung und Verschachtelung.

- Fig. 9 zeigt ein typisches bildgebendes Röntgensystem, in dem eine erfindungsgemäße Detektoranordnung eingesetzt werden kann. Es gibt eine Röntgenquelle RS, die einen auf dem Patiententisch PT liegenden Patienten mittels emittierter Röntgenstrahlung durchleuchtet. Die von Patiententisch PT und Patient nicht absorbierte Strahlung wird mit dem Röntgendetektor XD in eine Abbildung umgesetzt, die etwa auf einem Monitor dargestellt werden kann oder in ein Hospital-Datenbanksystem eingespeist werden kann.

- Fig. 10 zeigt schematisch einen Querschnitt durch die wesentlichen drei Elemente eines Detektors mit direkt konvertierendem Material. Auf der Röntgeneingangsseite liegt eine unstrukturierte Top-Elektrode TE, die auf das direkt konvertierende Material DC (etwa CZT – Cadmium-Zink-Tellurid, CdTe, PbO, PbI<sub>2</sub>, HgI<sub>2</sub> oder amorphes Selen a-Se) aufgebracht wird. Auf der Unterseite des direkt konvertierenden Materials befinden sich die einzelnen Elektroden DE. Zwischen Top-Elektrode TE und den Einzel-Elektroden DE liegt eine Spannung U derart an, dass Ladungsträger, die durch Absorption von Röntgenstrahlung erzeugt werden, beschleunigt werden und ein elektrisches Signal erzeugen, wobei eine geringe seitliche Drift der Ladungsträger kaum zu einer Pre-Sampling-Filterung beiträgt. Ein entstehender Stromfluss kann dann beispielsweise auf einer Kapazität gespeichert werden, um in einem gegebenen Zeitrhythmus ausgelesen zu werden.

PATENTANSPRÜCHE

1. Detektoranordnung zur Konversion elektromagnetischer Strahlung in elektrische Signale, die sensitive Bereiche (D1, D2, D3, D4), die jeweils zu einem der elektrischen Signale korrespondieren, aufweist, und es mindestens zwei der sensitiven Bereiche (D1, D2) gibt, die ineinander greifen.

2. Detektoranordnung nach Anspruch 1,  
dadurch gekennzeichnet,

dass das Ineinandergreifen der sensitiven Bereiche (D1, D2, D3) durch Verzahnung und/oder Verschachtelung erreicht wird.

3. Detektoranordnung nach Anspruch 1 oder 2,  
dadurch gekennzeichnet,

dass Abtasteigenschaften der sensitiven Bereiche (D1, D2, D3, D4) je durch eine zugeordnete sensitive Fläche definiert werden und das Ineinandergreifen mittels der sensitiven Flächen realisiert ist.

4. Detektoranordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 3,  
dadurch gekennzeichnet,

dass die sensitiven Bereiche (D1, D2, D3, D4) durch Photodioden oder Elektroden gebildet werden.

5. Detektoranordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 4,  
dadurch gekennzeichnet,

das die sensitiven Bereiche (D1, D2, D3, D4) alle gleiche Größe haben.

6. Detektoranordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 5,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass die Form der sensitiven Bereiche (D1, D2, D3, D4) variiert.

5 7. Bildgebendes Röntgensystem mit einer Detektoranordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 6.

8. Verfahren zur Konversion von elektromagnetischer Strahlung in elektrische Signale,  
beinhaltend die Schritte

- 10
- Emission von elektromagnetischer Strahlung aus einer Strahlenquelle (RS),
  - Detektierung der elektromagnetischen Strahlung mittels einer Detektoranordnung, die sensitive Bereiche (D1, D2, D3, D4) aufweist,
  - Konversion der elektromagnetischen Strahlung in elektrische Signale, wobei
- 15
- jeweils zu einem der elektrischen Signale eineindeutig einer der sensitiven Bereiche korrespondiert, und mindestens zwei der sensitiven Bereiche ineinander greifen, und
  - Weiterleitung der elektrischen Signale.
- 20

ZUSAMMENFASSUNG

## Detektoranordnung

- Die Erfindung bezieht sich auf eine Detektoranordnung zur Konversion elektromagnetischer Strahlung in elektrische Signale. Die Detektoranordnung weist sensitive Bereiche (D1, D2, D3, D4) auf, wobei jeweils zu einem der elektrischen Signale ein sensitiver Bereich korrespondiert, und mindestens zwei der sensitiven Bereiche derart ineinander greifen, dass nicht überlappende Umhüllungen (C1, C2, C3, C4) der einzelnen ineinander greifenden sensitiven Bereiche ebenfalls ineinander greifen.
- 

10. Fig. 2

15

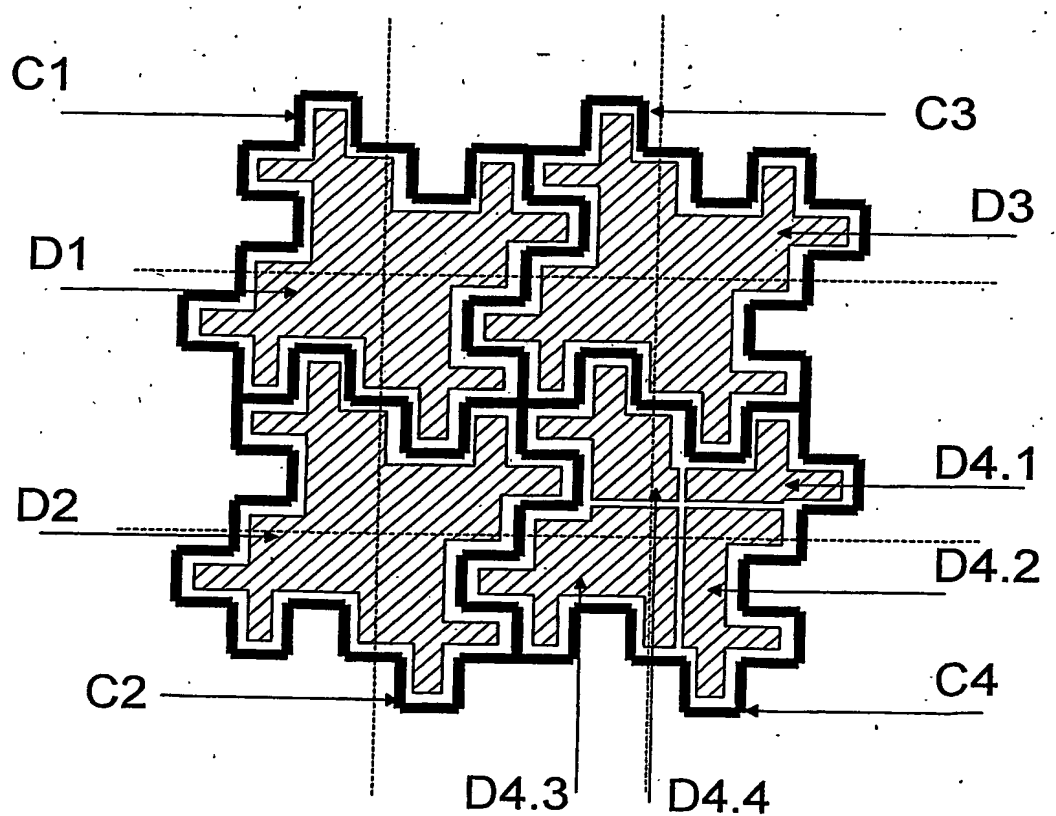


FIG. 2

$$D4 = D4.1 + D4.2 + D4.3 + D4.4$$



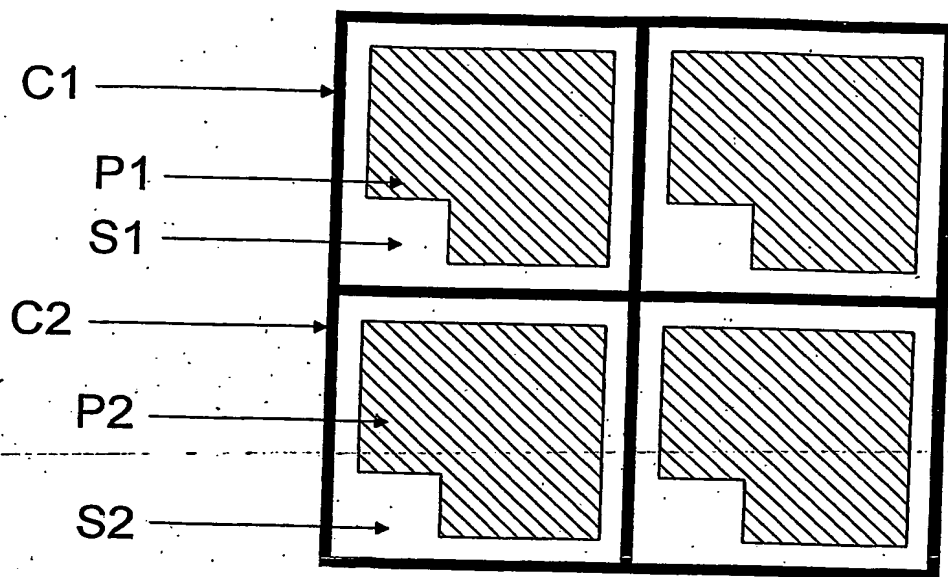


FIG. 1

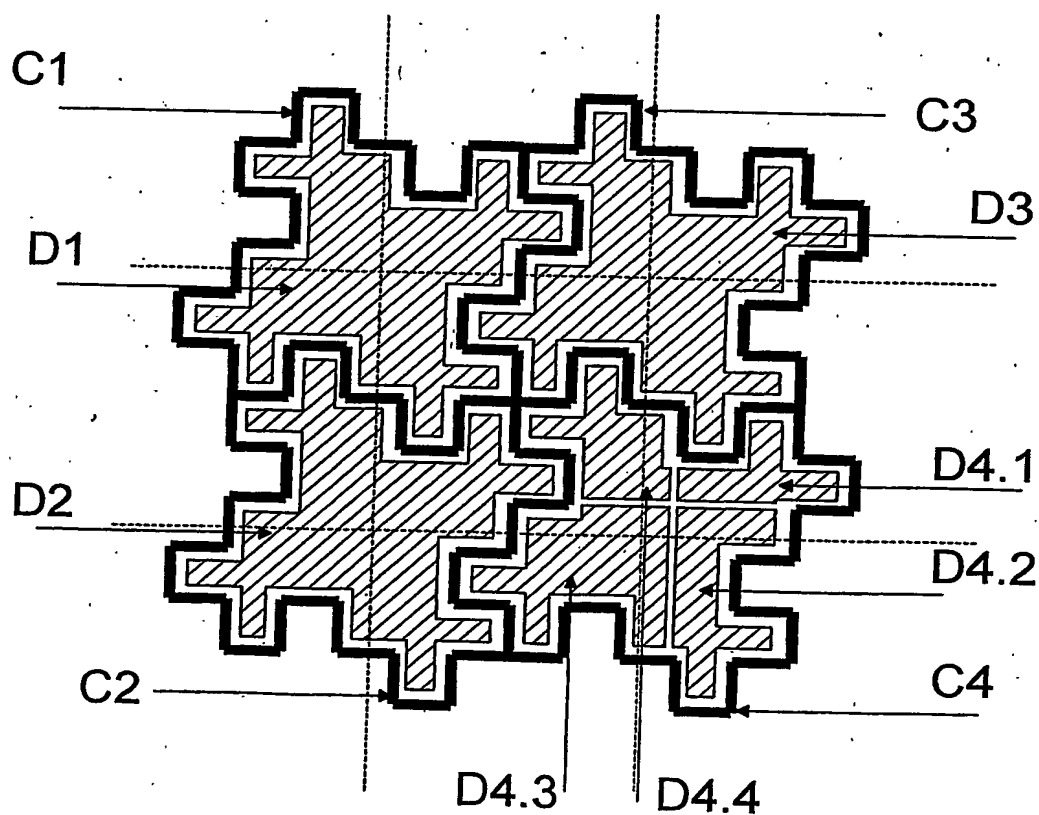


FIG. 2

$$D4 = D4.1 + D4.2 + D4.3 + D4.4$$

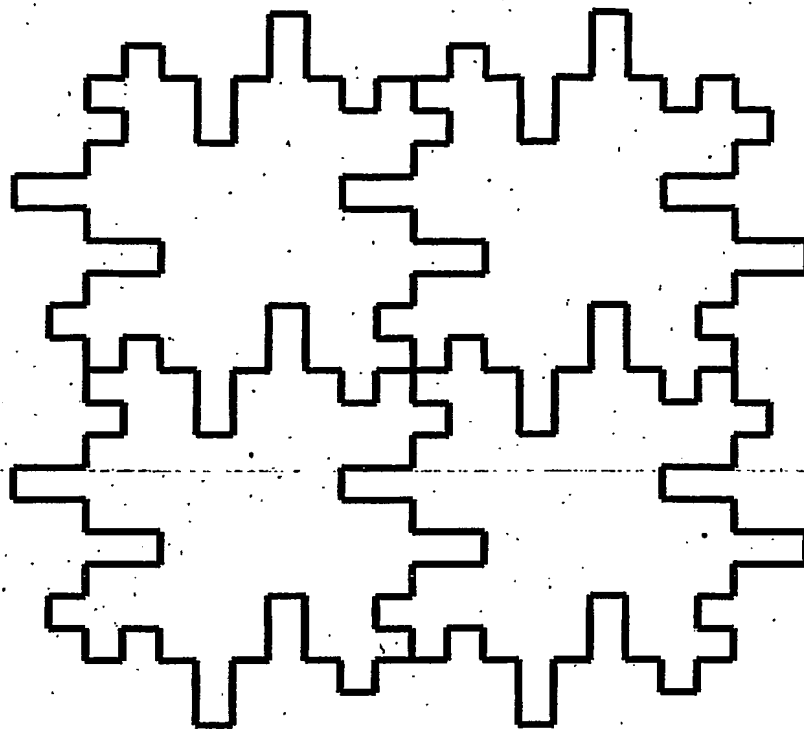


FIG. 3

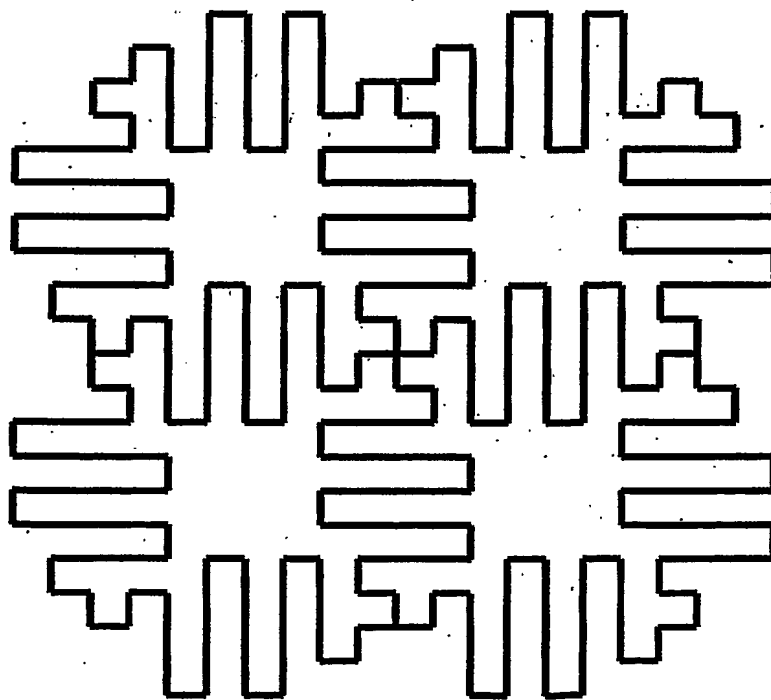


FIG. 4

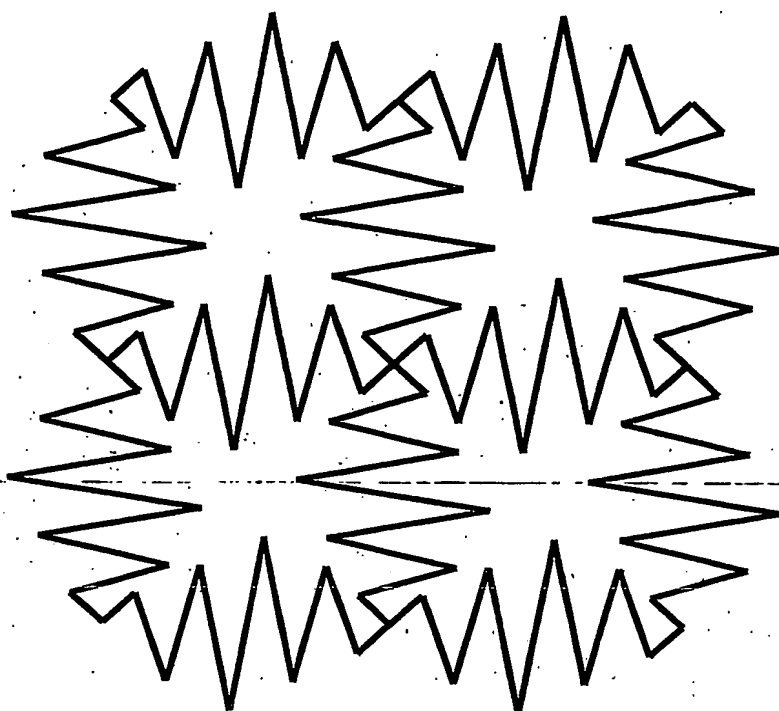


FIG. 5

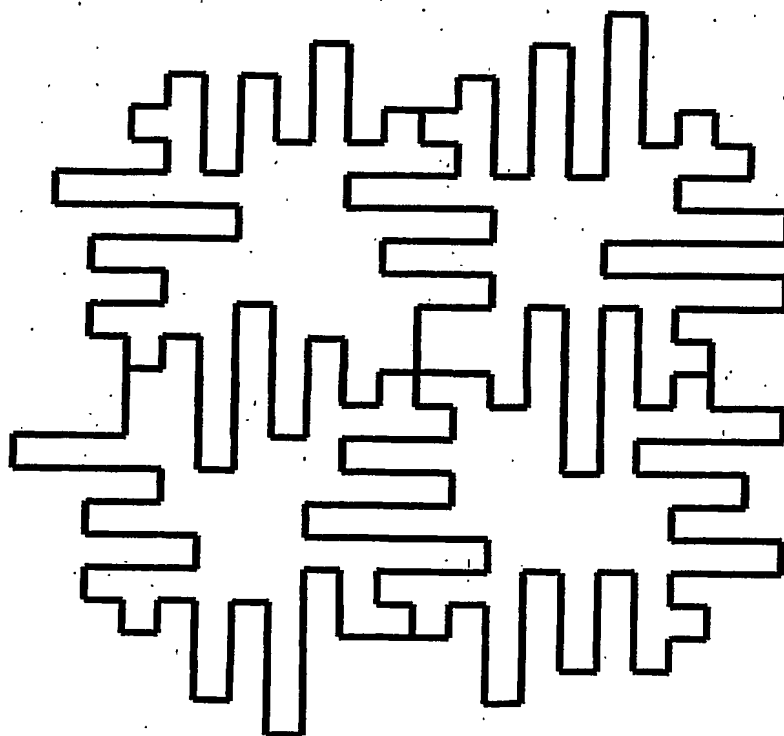


FIG. 6

4/5

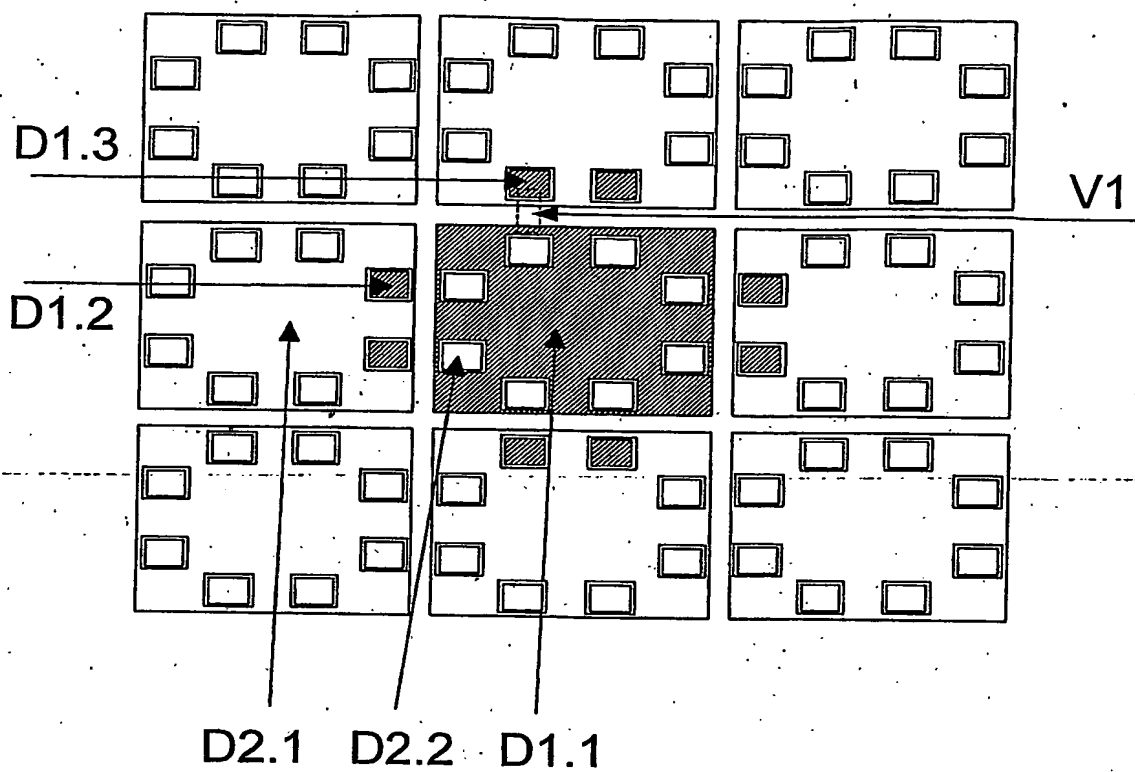


FIG. 7

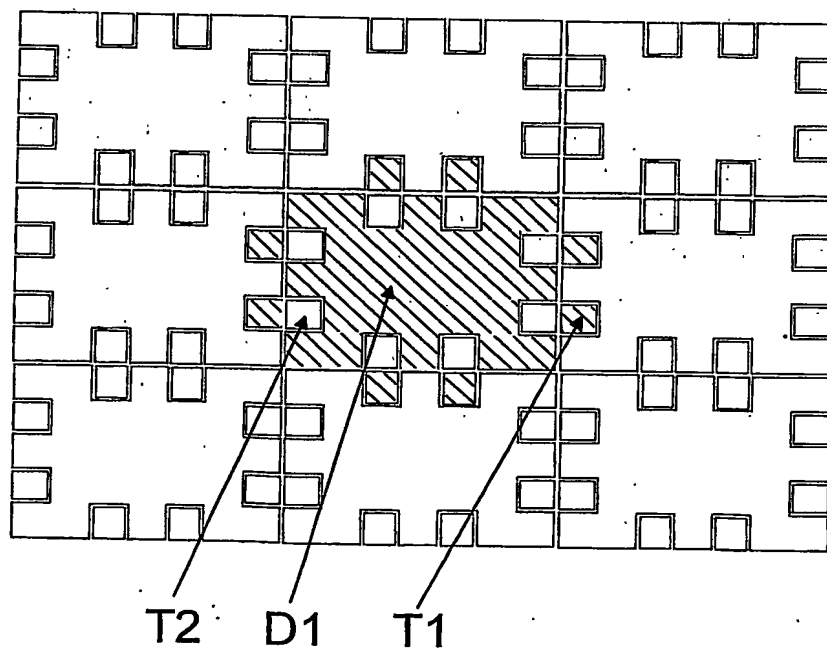


FIG. 8

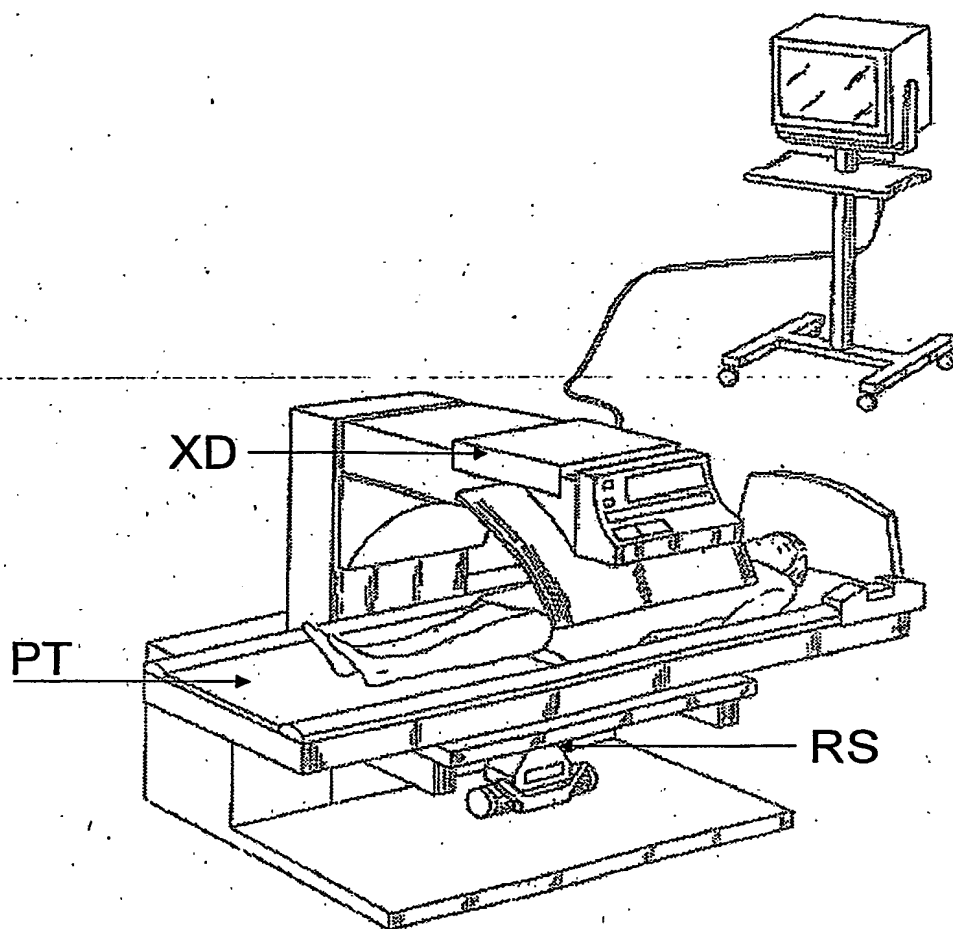


FIG. 9

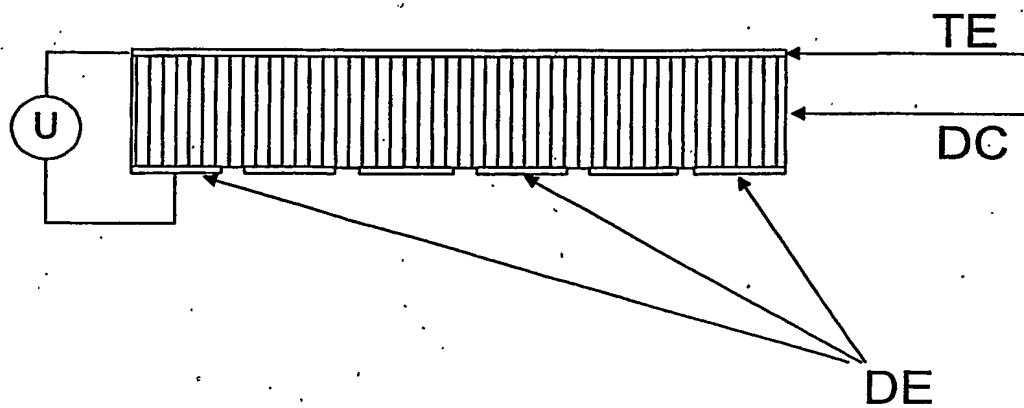


FIG. 10

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**